

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

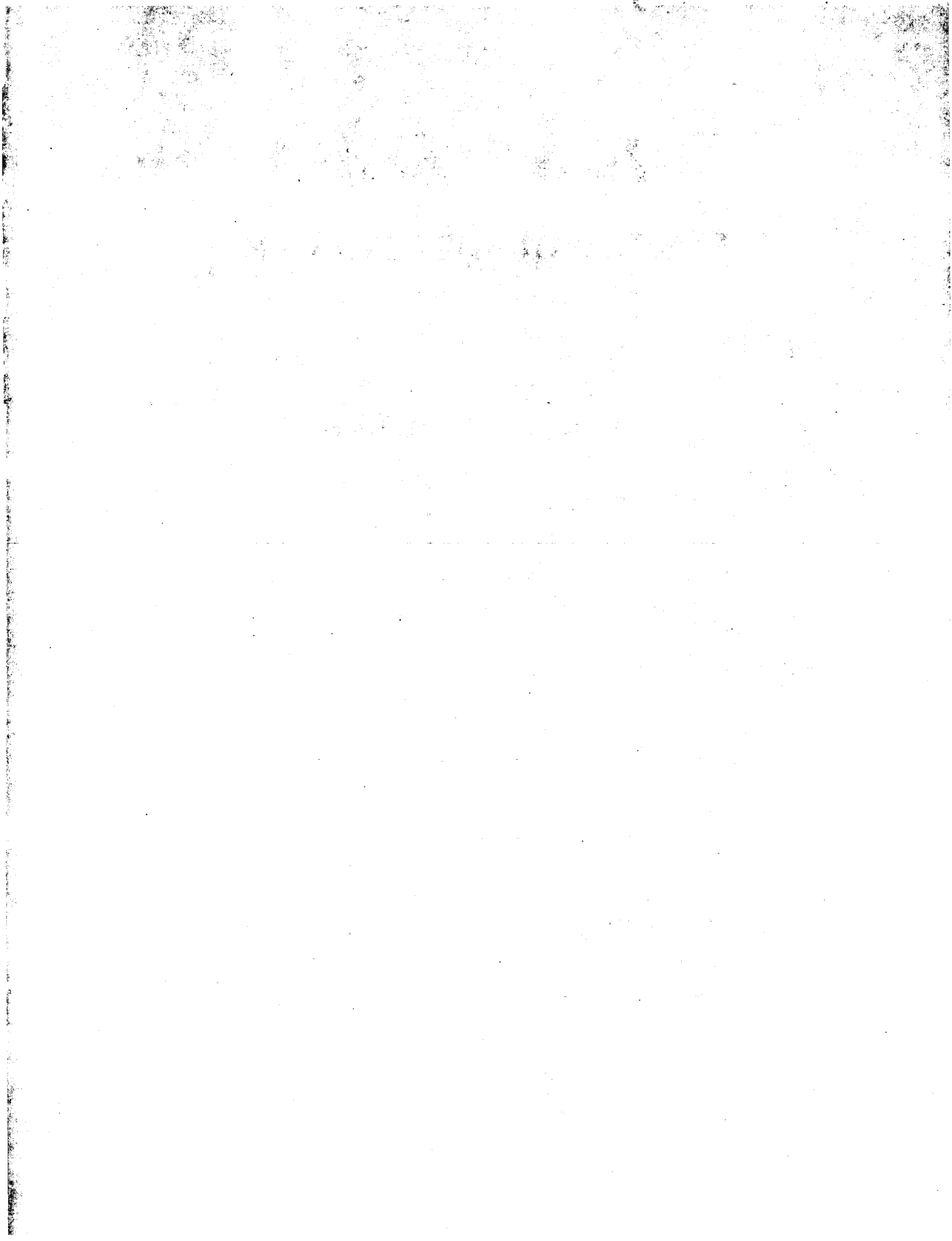
Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**



BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

EP00 / 1149



4

REC'D 26 MAY 2000	
WIPO	PCT

Bescheinigung

Die GSI Gesellschaft für Schwerionenforschung mbH in Darmstadt/Deutschland hat eine Patentanmeldung unter der Bezeichnung

"Ionenstrahl-Abtastsystem und Verfahren zum Betrieb des Systems"

am 19. Februar 1999 beim Deutschen Patent- und Markenamt eingereicht.

Die angehefteten Stücke sind eine richtige und genaue Wiedergabe der ursprünglichen Unterlagen dieser Patentanmeldung.

Die Anmeldung hat im Deutschen Patent- und Markenamt vorläufig die Symbole H 05 H und A 61 N der Internationalen Patentklassifikation erhalten.

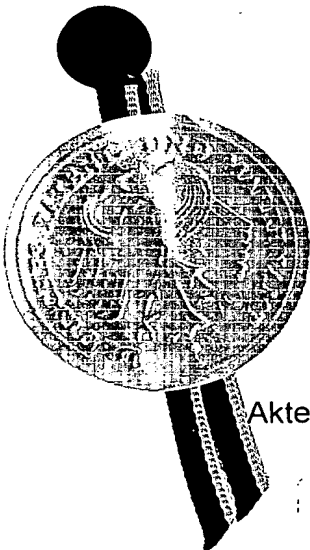
München, den 11. April 2000

Deutsches Patent- und Markenamt

Der Präsident

Im Auftrag

AQUINO



Aktenzeichen: 199 07 098.9

**PRIORITY
DOCUMENT**

SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

14.05.00

17. Februar 1999

Unser Zeichen: 9666-GSI

Ionenstrahl-Abtastsystem und Verfahren zum Betrieb des Systems

Die Erfindung betrifft ein Ionenstrahl-Abtastsystem und ein Verfahren zum Betrieb des Systems gemäß dem Oberbegriff der Ansprüche 1 und 20.

Ein derartiges System ist aus der Druckschrift US 5,585,642 bekannt und wird in der Teilchentherapie eingesetzt. Die mit einem derartigen System durchführbare Ionenstrahltherapie von Tumorgewebe zeichnet sich vor allem durch eine bessere Dosisverteilung, d.h. eine höhere Tumordosis, und eine Entlastung des gesunden Gewebes gegenüber einer Röntgentherapie aus. Diese Dosisverteilung folgt aus den physikalischen Eigenschaften von Teilchenstrahlen, die ein invertiertes Dosisprofil, d.h. ein Ansteigen der Dosis mit der Eindringtiefe, aufweist. Dadurch kann die Tumordosis über die konventionell mögliche Dosis der üblichen Bestrahlungstherapie gesteigert werden.

Um eine möglichst gute Anpassung des bestrahlten Volumens an das vorgegebene Zielvolumen zu erreichen, werden in der derzeitigen klinischen Praxis Vorrichtungen zur passiven Strahlfor-

mung eingesetzt, die aber das Problem nicht zufriedenstellend lösen können. Derartige Strahlformungsvorrichtungen arbeiten mit einem divergenten Ionenstrahl, der ein größeres Gebiet als das Zielvolumen, d.h. als das Volumen des Tumors, bestrahlt, aber durch entsprechende Randbegrenzer und durch die Tumorkontur nachbildende Kompensationsformen aus Kompensationsmaterialien den divergenten Ionenstrahl auf das Tumolvolumen einengen. Derartige Anlagen und Methoden haben den Nachteil, daß eine hohe Ionenstrahlenergie für den divergenten Ionenstrahl erforderlich wird und nicht gezielt einzelne Volumenelemente eines Zielvolumens oder Tumors angesteuert werden können.

Um einzelne Volumenelemente gezielt ansteuern zu können und eine Strahlendosis für das Volumenelement optimal anpassen zu können, wurde eine Rasterscanvorrichtung für Ionenstrahlen entwickelt. Mit dieser Vorrichtung wird das Zielvolumen in Schichten gleicher Teilchenreichweite zerlegt und ein feiner, intensitätsgesteuerter Bleistiftstrahl aus Ionen rasterförmig über die einzelnen Schichten geführt. Zusammen mit der aktiven Energievariation durch einen Ionenbeschleuniger kann damit ein exaktes Ausleuchten in drei Dimensionen eines jeden beliebigen Zielvolumens erreicht werden.

Jedoch auch diese intensitätsgesteuerte Rasterscanvorrichtung hat erhebliche Nachteile. Zum einen ist ein aufwendiges Kontrollsystem zur Überwachung der Strahllokalisation im Mikrosekundenbereich erforderlich. Ferner besteht die Gefahr der Zerstückelung von Isoenergieschnitten durch Dichte-Inhomogenitäten. Ferner ist die Einhaltung der vorgegebenen lateralen Strahllage (Strahlschwerpunkt) insbesondere bei der Variation von Energie und Strahlbreite während einer Behandlung problematisch. Schließlich sind die Randabfälle des Zielvolumens, die von der Breite des Strahlprofils abhängen, nachteilig für eine präzise Bestrahlung des Zielvolumens.

Diese Probleme führen dazu, daß die Einstellung und Kontrolle der Strahlparameter einer derartigen Vorrichtung ein Vielfaches der eigentlichen Patientenbestrahlung dauert. Darüber hinaus wird die Kombination von Rasterscanner Vorrichtung für Ionenstrahlen mit einem beweglichen drehbaren Ionenstrahlführungssystem der US-5,585,642, einem Gantry-System, wie es in Fachkreisen vorgeschlagen wird, eine erhebliche technische Herausforderung darstellen.

Bei einer Integration des Rasterscans in einem Gantry-System werden die Kontrollen noch langwieriger und noch aufwendiger als bei einer bisher realisierten starren Strahlführung. Außerdem werden Magnete mit großen Aperturen für die Integration der vorgeschlagenen Rasterscanner Vorrichtung benötigt, um praxisgerechte Größen bei den Bestrahlungsfeldern zu erreichen. Zusammen mit einer schnellen Energievariation schließen die großen Aperturen dieses Lösungsvorschlags und damit die notwendige Abschirmung der Streufelder die Verwendung von supraleitenden Magneten aus. Eine Integration eines Scannersystems führt somit zu großen Aperturen, d.h. zu großen Ablenkungsmagneten und langen raum- und kostenaufwendigen Gantry-Systemen. Bei einer Anordnung des Scannersystems hinter dem letzten Ablenkungsmagneten, also stromabwärts der Ionenstrahlführung und eines Austrittsfensters des Ionenstrahls aus dem Führungssystem sind zwar kleine Aperturen möglich, d.h. kompakte Magnete, können eingesetzt werden, dafür ergeben sich wegen der erforderlichen Driftlänge oder der lichten Weite für einen Behandlungsraum Gantry-Radien von über 7 m. In beiden Fällen müssen demnach nachteilig Massen von mehr als 100 Tonnen millimetergenau bewegt werden.

Aufgabe der Erfindung ist es, die Nachteile im Stand der Technik zu überwinden und insbesondere im Vergleich zu der vorge-

schlagenen Rasterscanvorrichtung von Ionenstrahlen ein Ionenstrahlabtastsystem anzugeben, das die gegenwärtigen Schwierigkeiten überwindet.

Diese Aufgabe wird mit dem Gegenstand der Ansprüche 1 und 20 gelöst. Weitere Merkmale bevorzugter Ausführungsformen der Erfindung werden in den abhängigen Ansprüchen angegeben.

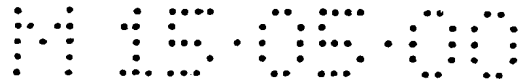
Zur Lösung der Aufgabe wird ein Ionenstrahl-Abtastsystem mit einer Ionenquelleneinrichtung, einem Ionenbeschleunigungssystem und einer Ionenstrahlführung mit Ionenstrahl-Austrittsfenster für einen konvergierenden zentrierten Ionenstrahl geschaffen, mit dem ein mechanisches Ausrichtssystem für das abzutastende Zielvolumen verbunden ist. Derartige Ausrichtssysteme sind aus dem Stand der Technik bekannt und sollen gewährleisten, daß das Zielvolumen aus beliebig bestimmbar Winkel im Raum bestrahlt werden kann. Deshalb weist üblicherweise ein derartiges Ausrichtssystem einen Patiententrägereisch auf, der mindestens um eine Rotationsachse drehbar und in drei Verschieberichtungen bewegbar ist, die nach dem Ausrichten während der Bestrahlung üblicherweise (zum Teil) nicht mehr verändert werden.

Bei dem erfindungsgemäßen Ionenstrahl-Abtastsystem ist das Ionenbeschleunigungssystem auf eine für eine maximale Eindringtiefe notwendige Beschleunigung der Ionen einstellbar, und das Abtastsystem weist ein Energieabsorptionsmittel auf, das in dem Ionenstrahlengang zwischen Zielvolumen und Ionenstrahl-Austrittsfenster quer zum Ionenstrahlzentrum angeordnet ist und quer zum Ionenstrahlzentrum zur Variation der Ionenstrahlenergie verschieblich ist. Dazu wird erfindungsgemäß zur Tiefenmodulation des Ionenstrahls das Energieabsorptionsmittel mittels eines Linearmotors quer zum Ionenstrahl verschoben, wobei im Zielvolumen eine in der Tiefe gestaffelten Abtastung von Volu-

menelementen des Zielvolumens vorteilhaft in schneller Folge durchführbar ist.

Dieses Ionenstrahl-Abtastsystem, das auf einer Tiefenmodulation basiert, bietet eine vorteilhafte Verbesserung gegenüber dem Einbau und der Integration eines Rasterscansystems in ein Gantry-System. Das erfindungsgemäße System ermöglicht gleich gute Dosisverteilung wie das Rasterscansystem, benötigt aber ein wesentlich weniger aufwendiges Kontrollsystem. Darüber hinaus erlaubt es eine kompakte Bauweise auch in Zusammenwirken mit supraleitenden Magneten, so daß mit diesem System beliebige Feldgrößen realisierbar werden. Schließlich wird mit diesem System eine größere Schonung des gesunden Gewebes oberhalb eines Tumorgewebes und insbesondere eine verbesserte Hautschonung erreicht. Darüber hinaus ist das erfindungsgemäße Ionenstrahl-Abtastsystem universell sowohl für starre Ionenstrahlführungssysteme als auch für drehbare Ionenstrahlführungssysteme einsetzbar.

In einer bevorzugten Ausführungsform des Ionenstrahlabtastsystems weist das Energieabsorptionsmittel quer zum Ionenstrahlzentrum verschiebbliche Absorberkeile auf, die mit einem leistungsstarken Linearmotor angetrieben werden, so daß eine strahlintensitätskontrollierte Tiefenrasterung vollzogen werden kann. Das Absorberkeilsystem moduliert die Eindringtiefe des Strahls durch Abbremsung, d.h., das Bragg-Maximum wird über der Tumortiefe moduliert. Die seitliche Auslenkung kann durch eine Patientenverschiebung in den zwei Richtungen beispielsweise in x- und in y-Richtung einer Ebene ausgeführt werden. Das hat den Vorteil, daß nur ein feiner Bleistiftstrahl von feststehender Energie durch die gesamte Ionenstrahlführung zu steuern ist. Die ortsfeste Lage des Strahls in diesem System kann vorteilhaft durch eine mechanisch feststehende Aperturblende garantiert werden und kann weiterhin durch kleine ortsauflösende



Zähler überprüft werden. Die Strahlintensität wird mit einer einfachen Ionisationskammer meßbar, um die Strahlendosis pro Volumenelement aufzusummieren.

In einer bevorzugten Ausführungsform weist das Abtastsystem ein elektronisches Steuersystem für den Linearantrieb der Absorberkeile und eine Ionisationskammer zum Messen der Teilchenrate des Strahls auf. Die Absorberkeile werden nach Erreichen einer vorbestimmten Teilchenzahl, die von der Ionisationskammer gemessen wird, und die durchaus für den Tiefenschritt verschieden sein kann, um einen Schritt, vorzugsweise von 10 bis 100 μm , weiter zusammengefahren, so daß eine in der Tiefe gestaffelte Abtastung von Volumenelementen des Zielvolumens möglich wird.

Mit dieser Ausführungsform ist der Vorteil verbunden, daß große ortsauflösende Detektoren, die das gesamte Strahlungsfeld abchecken, nicht benötigt werden. Das bedeutet eine erhebliche Reduktion des Kontrollsystems und eine Verkleinerung des Gesamtsystems.

Theoretisch kann das Absorberkeilsystem aus einem einzigen Absorberkeil bestehen, der quer zum Ionenstrahl schrittweise bewegt wird, und aufgrund seiner zunehmenden Dicke die Eindringtiefe des Ionenstrahls in das Gewebe oder das Zielvolumen vermindert. Dadurch entsteht eine säulenförmige Abtastung des Zielvolumens. Jedoch hat ein Absorberkeilsystem, das lediglich ein Absorberkeil aufweist, den Nachteil, daß über der Breite des Ionenstrahls die Absorption variiert und damit auch die Eindringtiefe variiert. In einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung weist deshalb das Energieabsorptionsmittel mindestens zwei quer zum Ionenstrahlzentrum entgegengesetzt verschiebbliche Absorberkeile auf. Diese beiden Absorberkeile haben den gleichen Absorberkeilwinkel, so daß beim schrittweisen Zusammenschieben der beiden Absorberkeile der Ionenstrahl immer

die gleiche Dicke eines Absorbermaterials durchfahren muß. Jedoch bilden sich auch hier minimale Energieunterschiede über dem Querschnitt des Ionenstrahls aus, da der Ionenstrahl selbst konvergiert und somit an den Absorberkeilflächen beim Übergang von einem Absorberkeil zum zweiten Absorberkeil einen unterschiedlichen Querschnitt aufweist und damit über dem Querschnitt unterschiedlich absorbiert wird.

Um diesen Effekt zu vermindern, weist vorzugsweise das Energieabsorptionsmittel zwei quer zum Ionenstrahlzentrum gegeneinander verschiebbliche Absorberkeilpakete auf. Bei derartigen Absorberkeilpaketen wird der Spalt zwischen zwei Absorberkeilen auf mehrere Spalte verteilt, bei denen sich die oben angegebene nachteilige Wirkung größtenteils bei entsprechender Anordnung der Absorberkeile zueinander aufhebt und die Steigung pro Keil gegenüber einem System mit zwei gegeneinander verschiebblichen Keilen vermindert wird.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung weist das Ionenstrahlabtastsystem einen Randbegrenzer mit verschiebblichen Blendenelementen zwischen dem Zielvolumen und dem Energieabsorptionsmittel auf. Eine derartige mechanische Randbegrenzung hat den Vorteil, daß steilere Randabfälle möglich werden, ohne daß ein aufwendiges Kontrollsystem erforderlich wird. Dazu weist vorzugsweise das Abtastsystems irisblendenartig einzeln verstellbare Randblenden für eine derartige Randbegrenzung des Ionenstrahl in bezug auf das Zielvolumen auf.

Um vorzugsweise das gesamte Zielvolumen zu bestrahlen, weist das Ionenstrahlabtastsystem einen Patiententisch auf, der das Zielvolumen trägt und während eines Bestrahlungsvorganges in einer Ebene quer zum Ionenstrahl in zwei Koordinatenrichtungen verschiebbar ist.

Mit dem erfindungsgemäßen Tiefenmodulationssystem wird das Zielvolumen primär in Säulen um die einzelnen Zielstrahlen zerlegt. Längs der Säule wird der Strahlweg in einzelne Positionen oder Pixel aufgeteilt, für die die Strahlbelegung bzw. die Strahlendosis vorberechnet wird. Mit einem mechanischen Abbremsystem zur Energieabsorption der Ionen, das aus einem Mehrfachkeil mit Linearantrieb besteht, wird das Bragg-Maximum des Strahls intensitätsgesteuert, ohne Unterbrechung von einem Pixel zum nächsten Pixel geführt, wenn die Teilchenbelegung der einzelnen Pixel erreicht ist. Diese Säulenaufteilung entspricht mehr den wirklichen Gegebenheiten einer Tumorbestrahlung, als die Flächenaufteilung der vorgeschlagenen Rasterscanvorrichtung, da Dichteinhomogenitäten stromaufwärts des Zielvolumens in, beispielsweise in der gesunden Gewebestruktur über einem Tumor, zu einer Verschiebung einer Säule in positiver oder negativer Richtung führen, aber nicht zu einer Unterbrechung innerhalb der Säule.

Zur Tumorbehandlung eines Patienten wird bei der erfindungsgemäßen Lösung vorteilhaft die höchste benötigte Energie für das Strahlenführungssystem vom Beschleuniger bis zum Patienten eingestellt. Diese Energieeinstellung bleibt in vorteilhafter Weise für die gesamte Behandlung konstant, da die Tiefenvariation, d.h. die Energievariation, nur durch das schnell bewegliche Absorberkeilsystem des Energieabsorptionsmittels direkt vor dem Patienten geschieht. Die Länge der einzelnen Bestrahlungssäulen hängt von der Geometrie des Zielvolumens ab. Der Dosisquerschnitt der Säulen ist ein Gauß-Profil. Die Abstände der Säulenzentren müssen kleiner sein als die halbe Halbwertsbreite der Gauß-Verteilung, um eine kontinuierliche Überlappung zu erzeugen. Um über- und unterbestrahlte Stellen auszuschließen, ist ein relativ breites Strahlprofil im Größenordnungsbereich von 10mm Durchmesser vorteilhaft. Diese im Vergleich zur vorgeschlagenen Rasterscanvorrichtung großen Strahlprofile setzen

auch die Bestrahlungsdauer pro Patient bei großen Zielvolumina herab.

Da durch den Randbegrenzer einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung Teile der radialen Dosisverteilung der einzelnen Dosisssäulen absorbiert werden können, kann trotz großer Halbwertsbreiten ein steiler Randabfall an kritischen Stellen erreicht werden.

Während das Energieabsorptionsmittel in Form einer Tiefenmodulationsvorrichtung, bzw. eines Tiefenmodulators, bzw. eines Tiefenscanners aufgrund des Antriebs des Absorberkeilsystems mittels eines luftgelagerten Linearmotors schnell und säulenförmig das Zielvolumen abtasten kann, ist für die seitliche Verschiebung des Zielvolumens in den zwei Richtungen x und y einer Ebene genügend Zeit, so daß ein Patiententisch, der das Zielvolumen trägt und in zwei lateralen Richtungen quer zum Ionenstrahl während eines Bestrahlungsvorgangs verschiebbar ist, genügend Zeit, um nach und nach Säule für Säule abzutasten und nebeneinander zu überlappen.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist der Patiententisch während der Behandlung nur in einer Koordinatenrichtung verschieblich, während für die andere laterale Richtung entsprechende Ablenkungsmagnete für den Ionenstrahl vorgesehen sind, so daß der Ionenstrahl aus seiner Mittenposition am Austrittsfenster quer zur lateralen Richtung des Patiententisches ablenkbar wird. Dieses System hat den Vorteil, daß es lediglich nur noch in einer Richtung von einer mechanischen und damit langsamen Bewegung abhängt und eine Tiefenmodulation und Seitenmodulation relativ zügig durchgeführt werden kann.

Vorzugsweise ist eine Ionisationskammer zur Summation der Ionen, die in einem Volumenelement auftreffen, stromaufwärts vom

Energieabsorptionsmittel und stromabwärts vom Ionenstrahl-Austrittsfenster angeordnet. Mit dieser Anordnung kann die Bestrahlungsdosis, die als Summenzahl der Ionen, die in einem Volumenelement auftreten, definiert ist, vorteilhaft bestimmt werden.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung weist das Ionenstrahlabtastsystem zusätzlich zu einem in lateraler Richtung verschiebbaren Patiententisch ein Gantry-System auf, das quer zur lateralen Bewegungsrichtung des Patiententisches um eine Gantryrotationsachse drehbar ist. Durch die langsame Pendelbewegung des Gantry-Systems über das Bestrahlungsfeld werden die einzelnen Säulen nebeneinandergesetzt und damit vorteilhaft die zweite Dimension der tumorkonformen Bestrahlung ausgeführt.

Bei dem bevorzugten Ionenstrahl-Abtastsystem mit Gantry-System wird der Ionenstrahl in der Gantryrotationsachse dem Gantry-System zugeführt und mittels Magnetoptiken unter einstellbaren Winkeln von 0 bis 360° in einer Ebene orthogonal zur Gantryrotationsachse auf ein Zielvolumen ausgerichtet. Der Ionenstrahl schneidet dabei die Gantryrotationsachse in einem Isozentrum des Gantry-System. Dabei weist das Gantry-System einen lateral in Richtung der Gantryrotationsachse verschiebblichen Zielvolumenträger auf, der stromaufwärts des Isozentrums angeordnet ist. Das Energieabsorptionsmittel ist stromaufwärts in Radialrichtung des Gantry-Systems angeordnet. Durch die erfindungsgemäße Tiefenmodulationsvorrichtung wird eine Volumenelementrasterung in Tiefenrichtung erreicht, durch das Gantry-System eine Drehwinkel-Volumenelementrasterung in Seitenrichtung und durch den lateral verschiebblichen Zielvolumenträger eine Volumenelementrasterung in Längsrichtung definiert, so daß beliebig geformte Zielvolumen durch die Kombination dieser drei Rastermittel volumenelementweise rasterbar sind.

Bei dieser bevorzugten Ausführungsform der Erfindung ist es wichtig, daß das Isozentrum der Gantrybewegung stromabwärts von, bzw. hinter dem Bestrahlungsvolumen liegt. Eine leichte Kegelförmigkeit des Bestrahlungsvolumens kann durch eine entsprechende Wichtung der Pixel bei einem dichten Netz der radialen Stützpunkte berücksichtigt werden, ohne daß ein Verlust an Homogenität auftritt.

Die Winkeldifferenz der exzentrischen Bestrahlung durch die Gantryrotation hat den entscheidenden Vorteil einer weiteren Absenkung der Dosisbelastung im Eingangskanal und damit einer Absenkung der Dosisbelastung des gesunden Gewebes über dem Tumorgewebe. Da sich das Gantry-System wegen der großen Masse nur kontinuierlich oder in kleinen Schritten bewegen kann, muß die angebotene Teilchenfluenz höher als die pro Säule benötigte Fluenz liegen. Das bedeutet, die Bestrahlung jeder einzelnen Säule vollzieht sich während einer kurzen Winkelbewegung des Gantry-Systems. Die dritte Koordinate der Bestrahlung erfolgt bei dieser bevorzugten Ausführungsform durch eine langsame, schrittweise Verschiebung des liegenden Patienten auf dem Zielvolumenträger durch die Bestrahlungsapparatur in Richtung der Gantryrotationsachse. Dabei werden vorzugsweise Geschwindigkeiten von weniger als 1 cm/s eingehalten und sind ausreichend für tolerable Bestrahlungszeiten von Patienten.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform der Erfindung bleibt der Zielvolumenträger während der Behandlung unbewegt und der Ionenstrahl wird durch die Umlenkmagnete während der Bestrahlung in der Gantry-Ebene abgelenkt. Damit wird, statt die Patientenliege zu verschieben, der Ionenstrahl durch Variation des Magnetfeldes im letzten Umlenkmagneten in der Gantry abgelenkt. Es ergibt sich damit vorteilhaft folgende Abfolge der notwendigen Bewegung in drei Freiheitsgraden: die Strahla-

blenkung mit der höchsten Geschwindigkeit geschieht mit dem Energieabsorptionsmittel, bzw. Tiefenmodulator. Eine mittlere Geschwindigkeit (z.B. alle 1 bis 2 s um 4 mm), wird der Strahl in der Gantry-Ebene durch die Umlenkmagneten zur nächsten Säule geführt. Die langsamste Bewegung ist die Gantryrotation, die nach der Bestrahlung einer Säulenreihe durch die Drehung des Gantry-Systems auf die nächste Säulenreihe geführt wird. Der Vorteil bei diesem Ionenstrahl-Abtastsystem ist es, daß der Patient nicht bewegt werden muß und das Gantry-System während der Bestrahlung nicht hin- und herschwingen muß, sondern schrittweise gedreht werden kann.

Gegenüber herkömmlichen Systemen erfordert die variable Ablenkung des Strahls in der Gantry-Ebene nur einen relativ geringen Zusatzaufwand, da die Umlenkmagnete sowieso notwendig sind. Die Veränderung der Ablenkung des Strahls erfolgt langsam (im Sekundentakt) und somit werden auch keine hohen Anforderungen an die Magnetnetzteile und das Kontrollsystem gestellt. Als Kontrollvorrichtung für die Ablenkungsvariation des Strahls genügt eine einfache Drahtkammer, die mit einer relativ geringen Wiederholungsrate ausgelesen werden muß. Die Kontrollelektronik für diese langsame Abtasttechnik der vorliegenden Erfindung ist bei weitem nicht so aufwendig, wie die vorgeschlagene, konkurrierende, schnelle Rasterscantechnik, bei der die Strahlpositionen alle 100 μ s zu messen sind, um den Strahl verfolgen und kontrollieren zu können.

In einer bevorzugten Ausführungsform des Ionenstrahl-Abtastsystems mit Gantry-System weist das Energieabsorptionsmittel tangential zum Drehkreis des Gantry-Systems verschiebbare Absorberteile auf. Diese Ausführungsform wird dadurch erreicht, daß das Energieabsorptionsmittel unmittelbar an dem Gantry-System fixiert wird, nämlich stromabwärts von dem Austrittsfenster des Ionenstrahls. Auch in dieser Ausführungsform

des Ionenstrahl-Absorptionssystems mit Gantry-System können statt einem Absorberkeil mindestens zwei tangential zum Drehkreis des Gantry-Systems entgegengesetzt verschiebbliche Absorberkeile vorgesehen werden oder radial gestaffelte tangential zum Drehkreis des Gantry-Systems verschiebbliche Absorberkeilpakete angeordnet werden.

In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform des Ionenstrahl-Abtastsystems mit Gantry-System ist ein zentraler Bereich des Zielvolumens um mindestens $1/5$ des Gantry-Systemradius stromaufwärts des Isozentrums angeordnet, so daß das Zielvolumen selbst nicht im Isozentrum liegt. Die Vorteile dieser Ausführungsform wurden bereits oben im Detail geschildert. Dabei ist hervorzuheben, daß ein optimaler Abstand zwischen Zielvolumen und Isozentrum einstellbar ist, um die Belastung des gesunden Gewebes im Eingangskanal der Bestrahlung gering zu halten.

Bei dem bevorzugten Verfahren zum Ionenstrahlabtasten mittels einer Ionenquelleneinrichtung, einem Ionenbeschleunigungssystem und einer Ionenstrahlführung mit Ionenstrahl-Austrittsfenster für einen konvergierenden, zentrierten Ionenstrahl und einem mechanischen Ausrichtsystem für das abzutastende Zielvolumen werden folgende Verfahrensschritte durchgeführt:

- Einstellen des Ionenbeschleunigungssystems auf eine für eine maximale Eindringtiefe notwendige Beschleunigung der Ionen,
- Erfassen der Ionenstrahlintensität,
- Querverschieben eines Energieabsorptionsmittels mit unterschiedlicher Materialstärke zur Tiefenmodulation des Ionenstrahls,

- Aufsummieren der Strahlungsdosen eines Volumenelementes eines Zielvolumens bis zu einer vorgegebenen Strahlungsdosis,
- Ändern der Eindringtiefe des Ionenstrahls mittels Querverschiebung des Energieabsorptionsmittels nach Erreichen der vorgegebenen Bestrahlungsdosis des Volumenelementes zur Bestrahlung eines nächsten stromaufwärts liegenden Volumenelements.

Mit diesem Verfahren ist der Vorteil verbunden, daß die Beschleunigung der Ionen in dem Ionenbeschleunigungssystem nur einmal festzulegen ist und während der gesamten Behandlungsphase beibehalten werden kann. Die Tiefenmodulation der Bestrahlung wird ausschließlich durch ein Energieabsorptionsmittel, das stromaufwärts des zu bestrahlenden Zielvolumens angeordnet ist, und stromabwärts des Ionenstrahl-Austrittsfensters liegt, durchgeführt. Da es außer dem Energieabsorptionsmittel, bzw. dem Tiefenmodulator kein weiteres Material im Strahlengang gibt, bevor das Gewebe erreicht wird, ist die nukleare Fragmentierung minimal und unabhängig von der Eindringtiefe, da die Gesamtabsorption durch den Tiefenmodulator plus Gewebetiefe insgesamt konstant bleibt. Somit wird ein konstantes Bragg-Profil über der Zielvolumentiefe erreicht. Eine Verwendung von Spezialfiltern, auch Ripple-Filtern, zur Vergleichmäßigung des Bragg-Profils, wie es herkömmliche Verfahren einsetzen, ist bei dem erfindungsgemäßen Verfahren entbehrlich.

Die Bewegung der Absorberkeile wird für die Tiefenmodulation von der Intensität des einkommenden Strahls nach der berechneten Vorlage der Dosisverteilung geregelt. Dabei ist die Länge jeder Bestrahlungssäule in einzelne Bildpunkte aufgeteilt und der Strahl, d.h. das Bragg-Maximum des Strahls, wird vorteilhaft von einem Pixel, bzw. Bildpunkt, zum nächsten verschoben, wenn die erforderliche Teilchenzahl erreicht ist. Somit bietet das erfindungsgemäße Verfahren eine größtmögliche Sicherheit

für den Patienten und eine hohe Präzision bei der Bestrahlung von Tumorgeweben sowie eine minimale Belastung des stromaufwärts liegenden gesunden Gewebes.

In einer bevorzugten Durchführung des Verfahrens fährt ein elektronisches Steuersystem für den Linearantrieb der Absorberkeile diese um einen Schritt weiter zusammen, nachdem es die Teilchenrate des Strahles mittels einer Ionisationskammer gemessen hat, und eine vorbestimmte Teilchenanzahl, die für jeden Tiefenschritt unterschiedlich sein kann, erreicht worden ist. Somit erfolgt eine in der Tiefe gestaffelte Abtastung von Volumenelementen des Zielvolumens. Vorzugsweise ist die Schrittweite, mit der die Absorberkeile weiter zusammengefahren werden, zwischen 10 und 100 μm .

Die gemessene Intensität pro Volumenelement liegt zwischen 10^5 und 10^8 absorbierten Ionen während des Abrasterns des Zielvolumens. Dabei kann das Zielvolumen kontinuierlich fortschreitend abgetastet werden, indem während der Tiefenmodulation gleichzeitig in den anderen beiden Richtungen der Patiententisch oder die Gantry oder beides bewegt wird. Zwar erfolgt aufgrund der Tiefenmodulation die Abtastung des Zielvolumens in Tiefenrichtung immer säulenförmig, jedoch können diese Säulen bei einer kontinuierlich fortschreitenden Abtastung zickzackförmig verschoben sein.

In einer anderen bevorzugten Durchführung des Verfahrens schreitet die Abtastung des Zielvolumens schrittweise voran. Dieses schrittweise Voranschreiten ist insbesondere vorteilhaft, wenn die Bewegungsabläufe mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten aufgrund von unterschiedlichen Massen, die zu bewegen sind, ablaufen.

H 15.05.00

Entsprechend kann vorzugsweise die Abtastung des Zielvolumens in Tiefenrichtung kontinuierlich und in Seiten- und Längsrichtung schrittweise erfolgen oder die Abtastung des Zielvolumens in Tiefenrichtung und in Seitenrichtung kontinuierlich und in Längsrichtung schrittweise erfolgen. Bei einer bevorzugten Durchführung des Verfahrens wird das Ionenstrahl-Abtastsystem unter Verwendung eines Gantry-Systems betrieben. Dazu werden folgende Verfahrensschritte durchgeführt:

1. Anordnen des Zielvolumens stromaufwärts des Isozentrums,
2. Volumenelementrastern in Tiefenrichtung mittels eines Energieabsorptionsmittels, das stromaufwärts in Radialrichtung des Gantry-Systems angeordnet ist,
3. Volumenelementrastern in Seitenrichtung mittels Drehwinkeländerung des Gantry-Systems und
4. Volumenelementrastern in Längsrichtung mittels Rasterverschiebung des Zielvolumenträgers.

Dieses Verfahren hat den Vorteil, daß der Zielvolumenträger oder der Patiententisch lediglich in eine Richtung während der Bestrahlung bewegt werden muß, während die anderen beiden Richtungen einerseits durch die Tiefenmodulation mit Hilfe des Energieabsorptionsmittels erreicht wird, und die andere durch Dreh- oder Pendelbewegung des Gantry-Systems durchgeführt wird.

Während für das Verschieben des Absorberkeilsystems des Energieabsorptionsmittels relativ geringe Massen mit einem Linear-motor zu bewegen sind, erfolgt die Drehbewegung eines Gantry-Systems entsprechend langsamer, während ein Verschieben eines Patiententisches aufgrund seiner geringeren Masse gegenüber einem Gantry-System, aber größeren Masse gegenüber dem Energieab-

Fig. 8 zeigt einen Randbegrenzer mit zwei Blenden in Betriebsposition,

Fig. 9 zeigt eine Prinzipsskizze eines luftgelagerten Motors,

Fig. 10 zeigt eine Prinzipsskizze einer zweiten Ausführung der Erfindung,

Fig. 11 zeigt eine Prinzipsskizze der Anordnung eines Motors in der Ausführungsform nach Fig. 10 oberhalb des Motors,

Fig. 12 zeigt eine Prinzipsskizze einer dritten Ausführung der Erfindung.

Fig. 1 zeigt eine schematische Darstellung einer Ausführungsform eines Ionenstrahl-Abtastsystems, das eine gezeigte Ionenquelleneinrichtung, ein nichtgezeigtes Beschleunigungssystem und eine Strahlführung 1 mit einem Ionenstrahl-Austrittsfenster 2 für einen konvergierenden Ionenstrahl 3 umfaßt. Zu dem Ionenstrahl-Abtastsystem gehört ein nichtgezeigtes mechanisches Ausrichtsystem für ein zu untersuchendes Zielvolumen 5.

Das Ausrichtsystem ermöglicht es, das Zielvolumen um eine Achse zu drehen und in Richtung der drei Raumachsen zu verschieben, so daß das Zielvolumen aus einem beliebigen Winkel im Raum von dem Ionenstrahl bestrahlt werden kann. Eine derartige Ausrichtung erfolgt vor der eigentlichen Ionenstrahlung des Zielvolumens mit Ionen.

Konverter 33 eine Impulssteuerung mit TTL-Impulsen deren Frequenzproportional zur einfallenden Ionenrate ist. Sobald die ausreichende Dosis für ein Volumenelement ist, was einer bestimmten TTL-Impulszahl entspricht, wird die Impulssteuerung mit einem Steuerimpuls an die Schrittsteuerung den nächsten Schritt aus. Dieser Ablauf wiederholt sich, bis ein Tiefenscan abgeschlossen ist.

Fig. 2 zeigt das Prinzip der Überlagerung von zweieinhalb verschobenen Tiefendosisprofilen. Durch den Tiefenscan werden die einzelnen Bragg-Kurven 36 bis 44 von einer zur nächsten Absorberstellung um jeweils 4,3 mm verschoben. Die Höhe der Bragg-Kurven ist durch die Teilchenanzahl gegeben, die einer entsprechenden Absorberstellung auf das Target auftritt. Da die Teilchenzahlen vorher korrekt berechnet wurden, ergibt die Überlagerung der Bragg-Kurven die gewünschte verbrachte Bragg-Spitze, die der Ausdehnung des Zielvolumens entspricht. Entsprechend ist auf der Abszisse die Tiefe in cm angegeben und auf der Ordinate die relative

Deutlich ist an diesem Beispiel erkennbar, daß bei einer Überlagerung der Bragg-Kurven das Zielvolumen mit 100 % der Strahlenbelastung bestrahlt wird, während das darüberliegende Gewebe unter 60 % der Strahlenbelastung ausgesetzt ist, und das unterliegende Gewebe sogar weit unter 20 % der Strahlenbelastung ausgesetzt nehmen muß. Damit wird deutlich, welche großen Vorteile die Röntgenstrahltherapien die Ionenstrahltherapie aufweist.

Die Fig. 2 soll das Prinzip der Überlagerung lediglich veranschaulichen. Bei einem realen Tiefenscan werden mehrere Bragg-Kurven mit viel kleineren Abständen überlagert, was ermöglicht eine quasi kontinuierliche Bewegung der Energieabsorptionsmittels 7 und gewährleistet somit eine gleichmäßige Überlagerung, so daß auf konventioneller

60 mm, die in diesem Beispiel 50mm beträgt. Der Querschnitt ist der größten Absorberkeiltiefe von 19 mm a und beträgt in diesem Beispiel $20 \times 20\text{mm}^2$. Eine zentrierung 44 ermöglicht das Zusammenfügen mehrerer Einzelle Absorberkeilpaketen, wie sie in Fig. 6 gezeigt werden

Fig. 5 zeigt den Querschnitt eines Energieabsorption mit zwei Absorberkeilen 13, die in Pfeilrichtung A auf zu oder in Pfeilrichtung B auseinander fahrbar sind. diese zwei Absorberkeile auseinandergefahren, so ergibt ein großer Abstand a zwischen den schrägen Absorberkeil. Aufgrund des konvergierenden zentrierten Ionenstrahls deutlich, daß der Ionenstrahlbereich auf der rechten Strahls ein dickeres Absorbermaterial zu durchstrahlen auf der linken Seite des Strahls. Somit ist die Eindringtiefe in das Zielvolumen über den Querschnitt des Ionenstrahls unterschiedlich. Um dieses auszugleichen und zu kompensieren wird in Fig. 6 der Querschnitt eines Energieabsorption mit Absorberkeilpaketen 18 aus jeweils fünf Absorberkeilen 13 gezeigt. Deutlich ist zu erkennen, daß die rechte Seite des konvergenten Ionenstrahls kaum mehr Absorbermaterial durchdringen hat, als die linke Seite. Somit ist eine Tiefenkorrektur mit Hilfe von Absorberkeilpaketen 18 einer Tiefenkorrektur aus zwei Absorberkeilen 13, wie in Fig. 5 gezeigt werden.

Vorzugsweise bestehen die Absorberkeile 13 aus mehreren Absorberkeilen. Aufeinandergelegt besitzen sie als Absorberkeilpaket 18 die gleiche Wirkung wie zwei Absorberkeile 13 in Fig. 5, jedoch mit unterschiedlicher Steigung. Eine große Vorteil ist bei zwei Absorberkeilen, wie in Fig. 5 notwendig ist, um die erreichbare Beschleunigung der Absorberkeile 13 zu kompensieren, um den erforderlichen Absorbereffekt zu erzielen. diese große Vorteil ist bei zwei Absorberkeilen, wie in Fig. 5 notwendig ist, um die erreichbare Beschleunigung der Absorberkeile 13 zu kompensieren, um den erforderlichen Absorbereffekt zu erzielen.

lungen gelaufen sind, werden dabei überlagert und e
der Addition das gewünschte Tiefendosisprofil.

Damit in der Überlagerung keine Abweichungen von de
auftreten, muß bei jeder Absorberkeildickeneinstell
nau definierte Ionenstrahlmenge oder Teilchenmenge
get treffen. Das bedeutet, wenn die Absorberkeile z
zu kurz in einer bestimmten Stellung verharren, er
Abweichungen vom gewünschten Tiefen-Dosis-Profil. I
Abweichungen zu vermeiden, muß der Ionenstrahlstrom
on der Zeit gemessen werden und je nach gemessener
Ionen sind die Absorberkeile ständig mit hoher Präz
unterschiedlicher Schrittgeschwindigkeit zu versch.

Da der Ionenstrahlstrom insbesondere bei Schwerione
ein Ionenbeschleunigersystem, vorzugsweise einem S
beschleunigt wurden, nicht konstant ist, sondern s
Fluktuationen zeigt, hat dieser unregelmäßige Ionen
zur Folge, daß die Absorberkeile 13 auch mit sehr
ger Geschwindigkeit teilweise ruckartig verschoben
sen. Dies stellt eine extreme Anforderung an Präzi
namik des Antriebs und der Steuerung für ein derar
gieabsorptionsmittel 7 dar, so daß vorzugsweise fo
meter einzuhalten sind:

Extraktionszeit:	2 - 4 s
Tiefendosisprofil:	2 - 15 cm
Maximale Geschwindigkeit:	1 - 2 m/s
Beschleunigung:	20 - 30 m/s ²
Genauigkeit:	100 - 200 µm

Verwendet werden dazu Absorberkeilpakete, wie sie
zeigt werden.

einen Stromfluß in den Wicklungen 56 kann der magnetische Fluß in den Schenkeln gesteuert werden, das bedeutet, in einem Schenkel wird ein Fluß verstärkt und in dem zugehörigen Schenkel geschwächt. Eine Kraftwirkung in Bewegungsrichtung resultiert aus der Energieänderung des magnetischen Feldes im Luftspalt zwischen Stator 51 und Läufer 52. Werden die Wicklungen der Magnetsysteme 53 und 54 mit seitlich sinusförmigen Strömen betrieben, wird ein Gleichlauf bzw. eine bestimmte Position für jedes Stromverhältnis erreicht. Das Läuferelement ist in X-Richtung angeordnet, so daß lineare Bewegungen erfolgen können. Das Statorelement besteht aus strukturierten Weicheisenstreifen, die aus Kupfer, Mineralguß, natürliches Hartgestein oder auch Glasfaser oder Kohlenstoffaseroberflächen aufgebracht werden können.

Zur Erreichung einer aerostatischen Luftlagerung ist der Läufer 52 mit Luftlagerdüsen ausgestattet. Aufgrund der elektromagnetischen Kraftwirkung zwischen Läufer 52 und Stator 51 ist die Luftlagerung stark vorgespannt, so daß bei Betrieb der Düsen der Luftspalt sehr konstant ist. Die Lebensdauer ist vorzugsweise prinzipiell unbegrenzt, denn Reibung und Verschleiß treten nicht auf. Schmiermittel sind auch nicht erforderlich, was die vorzugsweise Anwendung in medizinischen Geräten erleichtert.

Für eine Ausführungsform des erfindungsgemäßen Ionisations-Abtastsystems wurde der Linearmotor so ausgelegt, daß zwei Motoren auf demselben Stator in entgegengesetzter Laufrichtung A, wie in Fig. 1 gezeigt, bewegen. Der Stator hat die Maße 64 mm x 64 mm x 1 m Länge, wovon nur 1 m Länge für den Tiefenscanner benötigt werden. Ferner hat der Stator eine Lamellenstruktur mit einer Periode von 1 mm. Die Motoren sind luftgelagert und arbeiten im Prinzip als magnetische Schwebebahn. Die technischen Daten der Motoren

Die Ansprechgeschwindigkeit des Detektors wird durch die Zeit der ionisierten Detektorgasmoleküle (Ionenrumpfe) in der Ionisationskammer 16 begrenzt und hat eine Verzögerung von ca. 100 μ s.

Die Meßelektronik im Stromverstärkerblock 33 wandelt das aus der Ionisationskammer in eine proportionale Frequenz um. Aus dem Stromsignal wird ein Spannungssignal im Voltbereich erzeugt. Durch eine Amplitudenfrequenzumwandlung werden aus dem Spannungssignal TTL-Impulse erzeugt, deren Frequenz proportional zur Spannung ist. Dabei entspricht eine Spannung von etwa 10 V.

Bei gegebener Verstärkung des Stromverstärkers 33 entspricht demnach ein TTL-Impuls einer bestimmten Teilchenzahl, die in der Ionisationskammer erzeugt wurde. Diese wieder erzeugt eine bestimmte Teilchenzahl. Die Anzahl der erzeugten TTL-Impulse ist also proportional zur Anzahl der Teilchen, die durch die Ionisationskammer 16 fliegen. Der Proportionalitätsfaktor läßt sich experimentell auf $\pm 3\%$ bestimmen und hängt von der Teilchenenergie und der Verstärkung ab.

Die Impulssteuerung 34 in Fig. 1 ist im Prinzip ein Impulsratenumsetzer. Die Steuerung hat einen Speicher, in dem mehrere Bereiche eingeteilt werden kann. Über den Speicher kann vor der Bestrahlung in die einzelnen Bereiche jeweils eine Zahlenreihe geladen werden. Die Anzahl der Zahlen entspricht der Anzahl der Positionen, die die Linearsonde in einem tiefen Scan einnehmen sollen. In der Praxis sind einige tausend Positionen pro Bereich.

reich oberhalb des Zielvolumens 5 auf ein größeres V verteilt wird. Durch den Einsatz des Gantry-Systems nach Fig. 10 muß der Zielvolumenträger 30 nur noch in eine Richtung bewegt werden, vorzugsweise in Richtung der Gantryrotation 28, wie es die Pfeilrichtungen C zeigen.

Fig. 11 zeigt eine Prinzipskizze der Anordnung eines Systems 5 in der Ausführungsform nach Fig. 10 oberhalb des Zielvolumens 29. Deutlich erkennbar ist in dieser Prinzipskizze die Gantryrotationsrichtung D, in der das Zielvolumen 5 in der säulenförmig mit Hilfe des Tiefenscanners 70 transportiert wird. Für jedes Volumenelement 9 wird die Anzahl der Durchdringungen der Ionisationskammer 16 gemessen und in der Nähe des Tumorgewebes kann mit Hilfe der Randbegrenzung ein scharfer Randabfall, falls erforderlich, eingestellt werden. Deutlich erkennbar ist auch, daß sich die Bestrahlungsdosis im Tumorgewebe 10 über dem Tumorgewebe auf ein größeres Volumen verteilt, so daß die Strahlenbelastung des gesunden Gewebes verringert wird.

Während bei diesem System, das in den Figuren 10 und 11 dargestellt wird, der Zielvolumenträger 30 zur vollständigen Bestrahlung des Zielvolumens in Längsrichtung bewegt wird, zeigt Fig. 12 eine Prinzipskizze einer dritten Ausführungsform der Erfindung, bei der nach dem Ausrichten des Targetstrahls in Relation zu dem Isozentrum keine weitere mechanische Bewegung des Zielvolumens erforderlich ist. Bei der Ausführungsform nach Fig. 12 wird anstelle des Zielvolumenträgers 30 ein Targetstrahl mit Hilfe der Ablenkungsmagnete 23, 24 und 25 in der Strahlführung in dem Gantry-System in der Strahlführung des Gantry-Systems abgelenkt, was keinen erheblichen Aufwand für die Ströme in den Ablenkungsmagneten bedingt. Es ist einmal eine Neukonstruktion der Ablenkungsmagnete nicht erforderlich, da der Ionenstrahl in Richtung des Dipolstrahls

Patentansprüche

1. Ionenstrahl-Abtastsystem mit einer Ionenquellenei einem Ionenbeschleunigersystem und einer Ionenstrahl (1) mit Ionenstrahl-Austrittsfenster (2) für einen zentrierten Ionenstrahl (3) und einem mechanischen Ausrichtsystem (4) für das abzutastende Zielvolumen (5),

dadurch gekennzeichnet,

daß das Ionenbeschleunigersystem auf eine für eine Eindringtiefe notwendige Beschleunigung der Ionen beschleunigbar ist und das Abtastsystem (6) ein Energieabsorptionselement (7) aufweist, das in dem Ionenstrahlengang zwischen dem Zielvolumen (5) und Ionenstrahl-Austrittsfenster (2) zum Ionenstrahlzentrum angeordnet ist und quer zum Ionenstrahlzentrum zur Variation der Ionenstrahlenergie schieblich ist, so daß eine Tiefenmodulation des Ionenstrahls (1), die mittels Linearmotor (8) unter Querschiebung des Energieabsorptionsmittels (7) erfolgt, eine Erfassung des Zielvolumens (5) mit einer in der Tiefe gestaffelten Erfassung von Volumenelementen (9) des Zielvolumens in schneller Folge durchführbar ist.

2. Ionenstrahl-Abtastsystem nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet,** daß das Zielvolumen (5) ein von gesundem Gewebe (10) umgebenes Tumorgewebe (11) ist, wobei die Eindringtiefe (12) des Ionenstrahls (3) durch die Energie der Ionen des Ionenstrahls (3) bestimmt ist und mittels der Energiebeschleunigung der Ionen der tiefste Bereich des Tumorgewebes (11) erreichbar ist.

8. Ionenstrahl-Abtastsystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Abtastsystem blendenartig einzeln verstellbare Randblenden (19) zur teilweisen Randbegrenzung des Ionenstrahls (3) in das Zielvolumen aufweist.
9. Ionenstrahl-Abtastsystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß es einen Patiententisch (22) aufweist, der das Zielvolumen (5) trägt, während eines Bestrahlungsvorganges in einer Ebene des Ionenstrahl (3) in zwei Koordinateneinrichtungen bewegbar ist.
10. Ionenstrahl-Abtastsystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß es einen Patiententisch (22) aufweist, der das Zielvolumen (5) trägt, während eines Bestrahlungsvorganges in einer lateralen Richtung quer zum Ionenstrahl (3) verschiebbar ist; ferner aufweist es Lenkungsmagnete (23, 24, 25) aufweist, die den Ionenstrahl (1) aus seiner Mittenposition am Austrittsfenster in die laterale Richtung des Patiententisches (22) lenken.
11. Ionenstrahl-Abtastsystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Intensitätsabtastung durch die Summenzahl der Ionenstrahlteilchen, die in einem Volumenelement (9) auftreffen, definiert ist.
12. Ionenstrahl-Abtastsystem nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, daß es eine Ionisationskammer (16) zur Messung der Strahlintensität aufweist, die stromaufwärts vom Energieabsorptionsmittel (7) angeordnet ist.

gneten (23, 24, 25) den Ionenstrahl (3) während der Strahlung in der Gantry-Ebene ablenkt.

16. Ionenstrahl-Abtastsystem mit Gantry-System nach den Ansprüchen 13 bis 15, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Dosisabsorptionsmittel (7) tangential zum Drehkreis des Gantry-Systems (27) verschiebbliche Absorberkeile (13) aufweist.

17. Ionenstrahl-Abtastsystem mit Gantry-System nach den Ansprüchen 13 bis 16, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Dosisabsorptionsmittel (7) mindestens zwei tangential zum Drehkreis des Gantry-Systems (27) entgegengesetzt verschiebbliche Absorberkeile (13) aufweist.

18. Ionenstrahl-Abtastsystem mit Gantry-System nach den Ansprüchen 13 bis 17, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Dosisabsorptionsmittel (7) radial gestaffelte tangential zum Drehkreis des Gantry-Systems (27) verschiebbliche Absorberkeilpakete (18) aufweist.

19. Ionenstrahl-Abtastsystem mit Gantry-System nach den Ansprüchen 13 bis 18, **dadurch gekennzeichnet**, daß ein Strahlenträger (5) im zentralen Bereich des Zielvolumens (5) um mindestens ein Vielfaches des Gantry-Systemradius stromaufwärts des Isozentrums (29) angeordnet ist, so daß das Zielvolumen (9) nicht im Isozentrum (29) liegt.

20. Verfahren zum Ionenstrahl-Abtasten mittels einer Beschleunigereinrichtung, einem Ionenbeschleunigersystem und einer Ionenstrahlführung (1) mit Ionenstrahl-Austritt für einen konvergierenden zentrierten Ionenstrahl, einem mechanischen Ausrichtsystem (4) für das abgezielte Zielvolumen (5),

23. Verfahren nach einem der Ansprüche 20 bis 22, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Abtastung des Zielvolumenvorgangs kontinuierlich fortschreitet.
24. Verfahren nach einem der Ansprüche 20 bis 23, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Abtastung des Zielvolumenvorgangs in Tiefenrichtung säulenförmig erfolgt.
25. Verfahren nach einem der Ansprüche 20 bis 24, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Abtastung des Zielvolumenvorgangs schrittweise fortschreitet.
26. Verfahren nach einem der Ansprüche 20 bis 25, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Abtastung des Zielvolumenvorgangs in Tiefenrichtung kontinuierlich und in Seitenrichtung Längsrichtung schrittweise erfolgt.
27. Verfahren nach einem der Ansprüche 20 bis 26, **dadurch gekennzeichnet**, daß die Abtastung des Zielvolumenvorgangs in Tiefenrichtung und Seitenrichtung kontinuierlich und Längsrichtung schrittweise erfolgt.
28. Verfahren zum Betreiben eines Ionenstrahl-Abtastsystems nach einem der Ansprüche 20 bis 27 unter Verwendung eines Gantry-Systems (27) zum Ausrichten eines Ionenstrahls auf ein Zielvolumen (5), wobei der Ionenstrahl (3) über eine Rotationsachse dem Gantry-System (27) zugeführt wird und über Magnetoptiken (23, 24, 25) unter einstellbarem Winkel von 0 bis 360° in einer Ebene orthogonal zur Gantryrotationsachse (28) auf ein Zielvolumen (5) ausgerichtet wird, **dadurch gekennzeichnet**, daß der Ionenstrahl (3) die Gantryrotationsachse (28) durch ein Isozentrum (29) des Gantry-Systems (27) schneidet, wobei das Gantry-System (27) einen lateralen in Richtung

Zusammenfassung

Die Erfindung betrifft ein Ionenstrahl-Abtastsystem, eine Ionenquelleneinrichtung, eine Ionenbeschleunigung, eine Ionenstrahlführung mit Ionenstrahl-Austrittsfenster, einen konvergierenden zentrierten Ionenstrahl und ein optisches Ausrichtsystem für das abzutastende Zielvolumen. Das Ionenbeschleunigungssystem ist auf eine für eine Eindringtiefe notwendige Beschleunigung der Ionen ausgelegt. Ferner weist das Abtastsystem ein Energieabsorptionsmittel auf, das in dem Ionenstrahlengang zwischen Zielvolumen und Ionenstrahl-Austrittsfenster quer zum Ionenstrahlzentrum angeordnet ist. Das Energieabsorptionsmittel ist quer zum Ionenstrahlzentrum zur Variation der Ionenstrahlenergie verschiebbar, um eine Tiefenmodulation des Ionenstrahls, die mittels einer Längs- und der Querverschiebung des Energieabsorptionsmittels im Zielvolumen mit einer in der Tiefe gestaffelten Abtastung von Volumenelementen des Zielvolumens in schneller und genauer Abtastungsführungsfähigkeit durchführbar ist. Darüber hinaus betrifft die Erfindung ein Verfahren zum Ionenstrahl-Abtasten und ein Verfahren zum Aufbau eines Ionenstrahl-Abtastsystems unter Verwendung eines Abtastsystems.

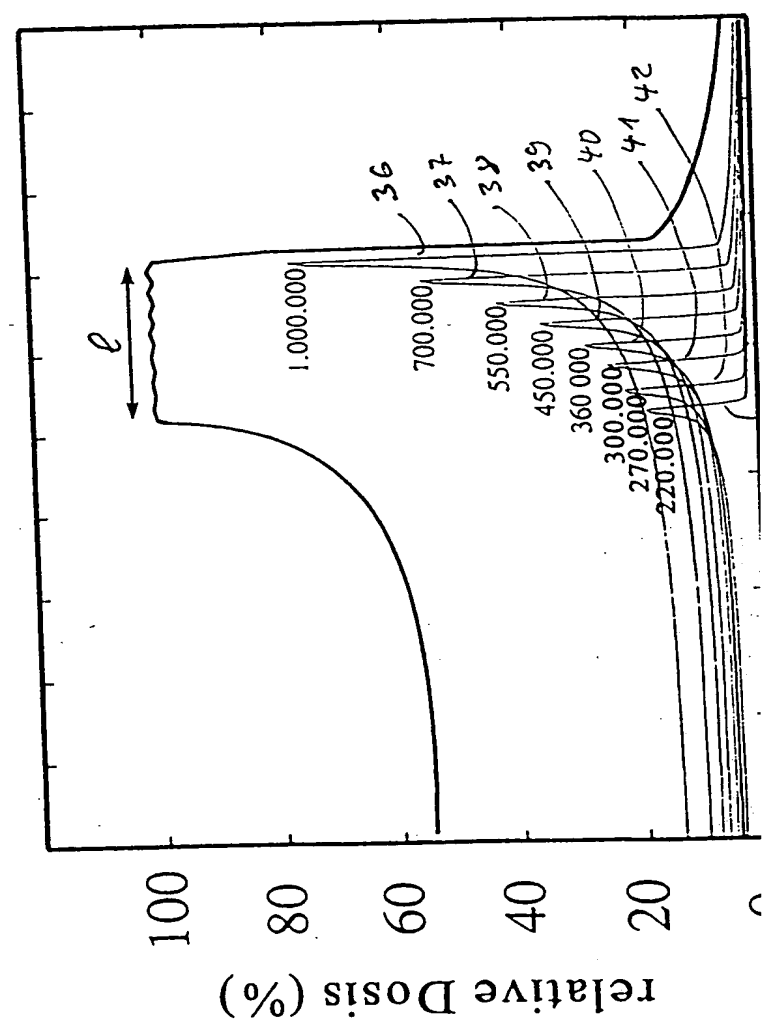


Fig. 2



Fig. 8

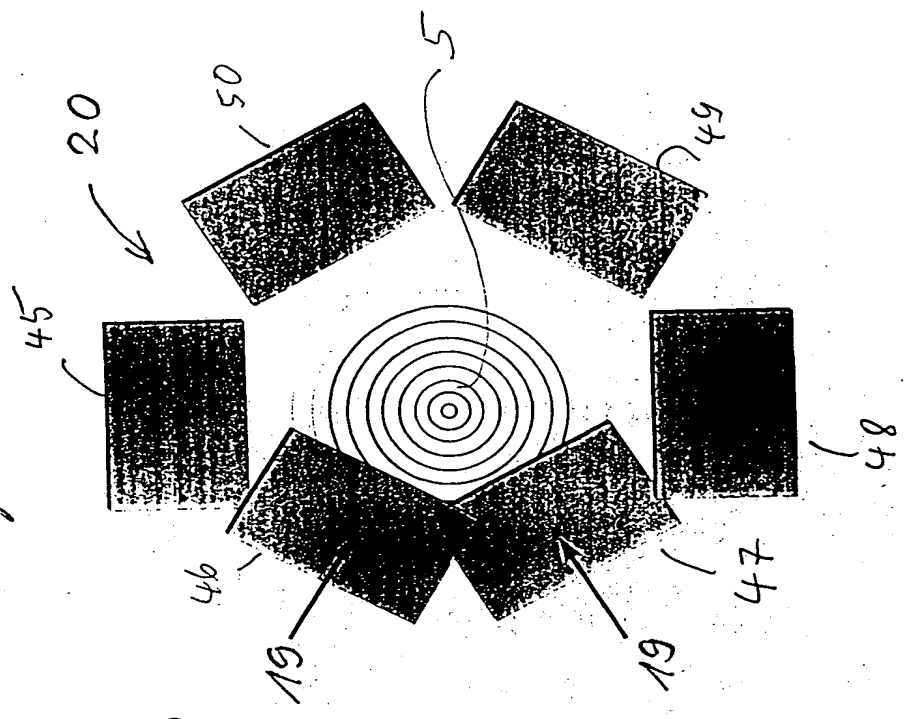
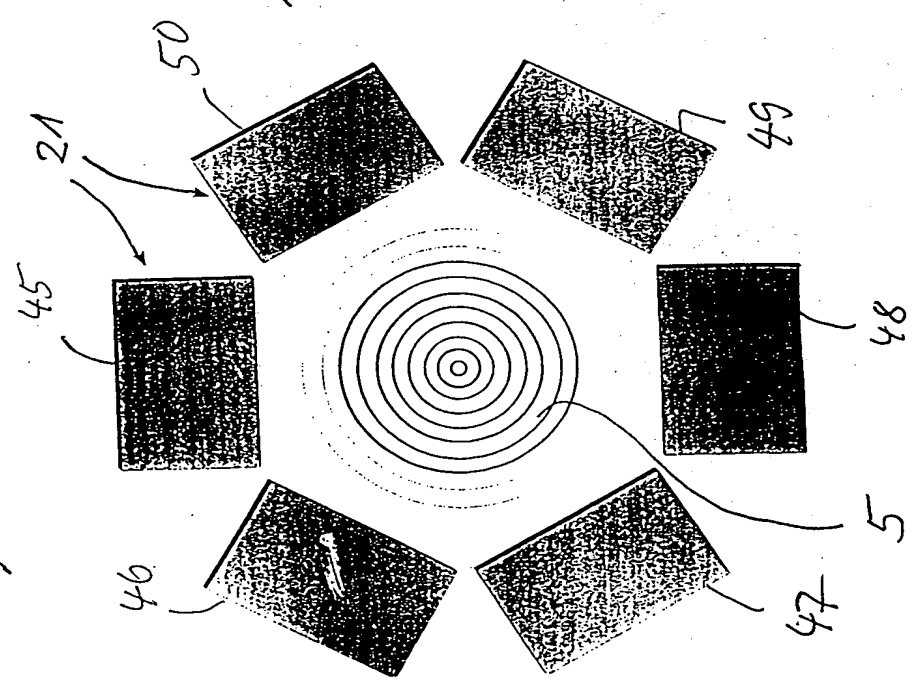


Fig. 7.



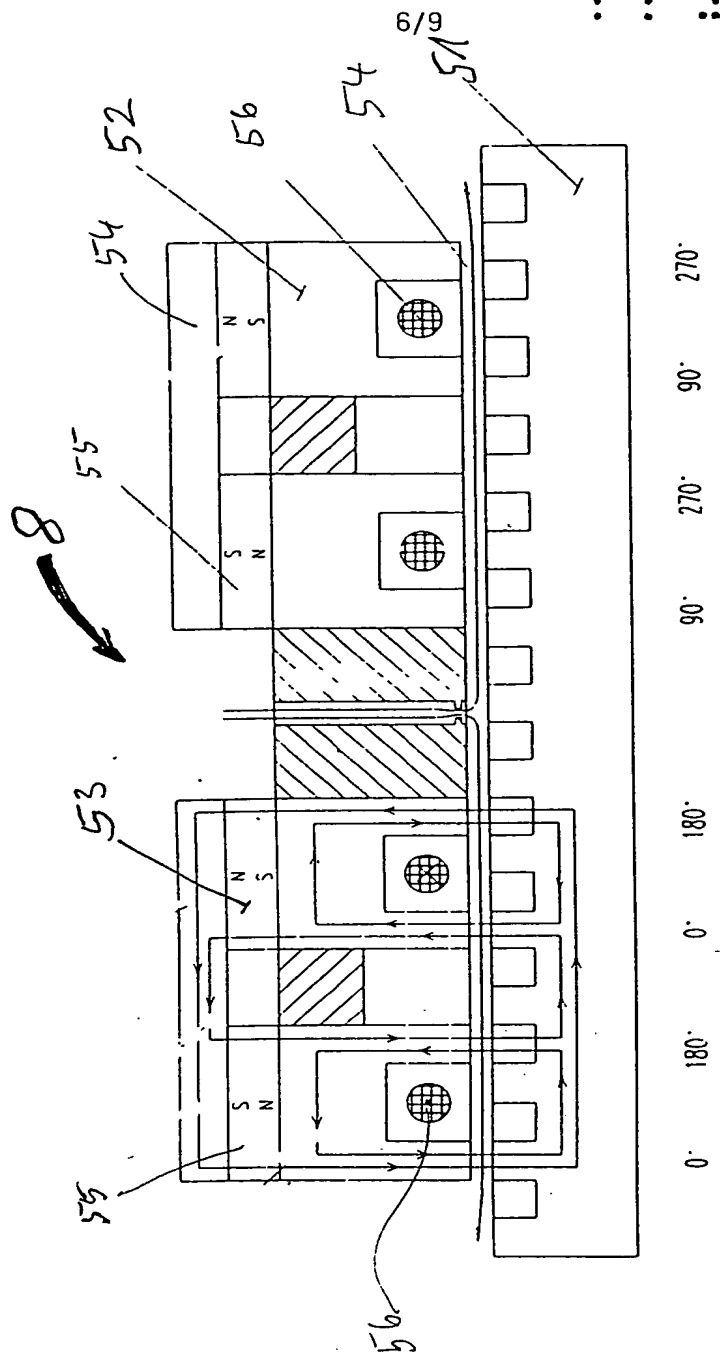


Fig. 9

Fig. 11

